



19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

12 Patentschrift  
10 DE 43 11 327 C 2

51 Int. Cl. B:  
A 61 B 17/225  
A 61 H 23/00  
A 61 N 7/00

21 Aktenzeichen: P 43 11 327.3-35  
22 Anmeldetag: 6. 4. 93  
43 Offenlegungstag: 13. 10. 94  
45 Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 2. 4. 98

DE 43 11 327 C 2

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

73 Patentinhaber:  
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:  
Granz, Bernd, Dr.-Phys., 8507 Oberasbach, DE;  
Schätzle, Ulrich, 8520 Erlangen, DE

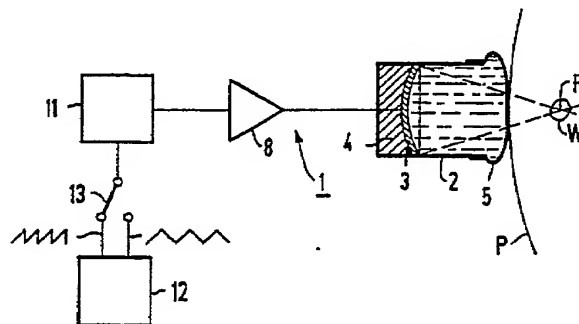
56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht gezogene Druckschriften:

US 43 90 026  
US 34 99 437  
EP 3 24 948 A2

Paul M. HARARI et al., »Development of scanned  
focussed Ultrasound hyperthermia clinical Response  
Evaluation« in Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.  
Vol.21, S.831-840;  
DO-HUU et al., »Deep and local Heating induced by  
Ultrasound Phased Array Transducer« in Proc. of  
the 1982 IEEE Ultrasonics Symposium, S.735-738;  
G. VALLANCIEN et al., »Focussed extracorporeal  
Pyrotherapy: Experimental Results« in Eur.  
Urol. 1991, 20, S.211-219;

54 Therapiegerät zur Behandlung mit akustischen Wellen

57 Therapiegerät zur Behandlung mit akustischen Wellen mit  
einer Quelle (1) zur Erzeugung der akustischen Wellen,  
welche die akustischen Wellen, die eine durch eine obere  
und eine untere Grenzfrequenz ( $f_o$  bzw.  $f_u$ ) begrenzte  
Bandbreite ausfüllen, in Form eines deterministischen akus-  
tischen Signals mit sich über der Zeit innerhalb der  
Bandbreite gleitend ändernder Frequenz, welche sich in  
aufeinanderfolgenden Signalabschnitten der akustischen  
Wellen jeweils über die gesamte Bandbreite ändert, erzeugt,  
wobei die relative Bandbreite der akustischen Wellen wenig-  
stens gleich 5% der Mittenfrequenz ( $f_m$ ) der akustischen  
Wellen beträgt und die Dauer der Signalabschnitte jeweils  
höchstens dem 100fachen Kehrwert der Mittenfrequenz ( $f_m$ )  
entspricht.



DE 43 11 327 C 2

Die Erfindung betrifft ein Therapiegerät zur Behandlung mit akustischen Wellen mit einer Quelle, die die akustischen Wellen aussendet.

Derartige Therapiegeräte werden zur Behandlung sowohl von benignen als auch malignen Gewebeveränderungen eingesetzt. Die Quellen strahlen dabei gewöhnlich akustische Wellen im Ultraschallbereich ab. Die Quellen enthalten gewöhnlich elektroakustische Wandler, die auf ihrer Resonanzfrequenz oder nahe bei ihrer Resonanzfrequenz mit einer definierten Frequenz, d. h. monofrequent, betrieben werden. Bei der Behandlung können im Falle von fokussierten akustischen Wellen im Fokus Temperaturen im Bereich von 40 bis 100°C erzeugt werden, wobei die Temperatur in Abhängigkeit von dem jeweils zu behandelnden Krankheitsbild gewählt wird. Die genannten Temperaturen werden von dem Patienten ertragen, solange das zu behandelnde Organ bzw. Gewebeteil nicht temperaturempfindlich ist. Befindet sich der zu behandelnde Bereich tief innerhalb des Patienten, ist im Falle fokussierter akustischer Wellen deren Intensität an der Eintrittsstelle in den Körper und damit auch die Erwärmung der temperaturempfindlichen Haut gering. Probleme treten erst bei der Behandlung von dicht bei der Körperoberfläche liegenden Bereichen mit fokussierten akustischen Wellen und/oder bei längeren Behandlungsdauern (mehrere Sekunden) auf, im letzteren Falle unabhängig davon, ob die akustischen Wellen fokussiert sind oder nicht.

Es kann dann nämlich zu schmerzlichen Verbrennungen der Haut kommen. Die Behandlung muß daraufhin abgebrochen werden.

Neben der erhöhten Intensität der akustischen Wellen an der Eintrittsstelle im Falle der Behandlung von oberflächennahen Bereichen mit fokussierten akustischen Wellen kommen die Probleme vor allem durch die Entstehung von stehenden Wellen in der Haut oder hautnahen Fettschichten, die akustisch wie zwei planparallele Platten wirken, zustande (siehe Do-Huu et al., "Deep and Local Heating Induced by an Ultrasound Phased Array Transducer", Proc. of the 1982 IEEE Ultrasonics Symposium, 735—738).

Die genannten Probleme lassen sich beispielsweise durch die Verwendung eines von P. M. Harari et al. in Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 21, (1991), 831—840, beschriebenen sogenannten Scanned Focused Ultrasound Hyperthermia Systems vermeiden, wobei mit der Realisierung eines solchen Systems jedoch ein ganz erheblicher technischer Aufwand verbunden ist.

Eine andere Möglichkeit zur Vermeidung der genannten Probleme besteht darin, daß die Quelle keinen Dauerschall, sondern nur kurze Bursts ("Wellenpakete") der akustischen Wellen abstrahlt, die durch längere Pausen voneinander getrennt sind (siehe G. Vallancien et al., "Focussed Extracorporeal Pyrotherapy: Experimental Results", Eur. Urol. 20, (1991), 211—219). Dies führt jedoch zu einer unerwünschten Verlängerung der Behandlungsdauer.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Therapieeinrichtung der eingangs genannten Art so auszubilden, daß auf einfache Weise die Gefahr von Hautverbrennungen zumindest vermindert ist, ohne daß dies zu einer wesentlichen Erhöhung der Behandlungsdauer führt.

Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Therapiegerät zur Behandlung mit akustischen Wellen mit einer Quelle zur Erzeugung der akustischen

Wellen, welche die akustischen Wellen, die eine durch eine obere und eine untere Grenzfrequenz begrenzte Bandbreite ausfüllen, in Form eines deterministischen akustischen Signals mit sich über der Zeit innerhalb der Bandbreite gleitend ändernder Frequenz, welche sich in aufeinanderfolgenden Signalabschnitten der akustischen Wellen jeweils über die gesamte Bandbreite ändert, erzeugt, wobei die relative Bandbreite der akustischen Wellen wenigstens gleich 5% der Mittenfrequenz der akustischen Wellen beträgt und die Dauer der Signalabschnitte jeweils höchstens dem 100fachen Kehrwert der Mittenfrequenz entspricht. Die sich bei der Behandlung in dem zu behandelnden Objekt ausbreitenden akustischen Wellen sind somit inkohärent, womit die grundlegende Voraussetzung für die Entstehung von stehenden Wellen entfällt. Um in jedem Fall die Entstehung von stehenden Wellen zu verhindern, ist es dabei zweckmäßig, wenn die Dauer der Signalabschnitte jeweils höchstens dem 100fachen, vorzugsweise höchstens dem 25fachen Kehrwert der Mittenfrequenz entspricht. Es wird also deutlich, daß die Gefahr von Hautverbrennungen im Vergleich zum Stand der Technik zumindest deutlich vermindert ist. Somit besteht zumindest unter dem Gesichtspunkt der Vermeidung von Hautverbrennungen keine Notwendigkeit im Verlauf der Behandlungsdauer zeitliche Pausen einzulegen, d. h. die Vermeidung von Hautverbrennungen ist ohne Verlängerung der Behandlungsdauer möglich.

Ein Therapiegerät zur Behandlung mit akustischen Wellen, die eine durch eine obere und eine untere Grenzfrequenz begrenzte Bandbreite ausfüllen, ist aus der US 3 499 437 bekannt, jedoch ist hier die Verwendung einer Bandbreite ausfüllender akustischer Wellen ohne Einfluß auf die Behandlungsdauer, da die akustischen Wellen derart gepulst abgestrahlt werden, daß zwischen aufeinanderfolgenden Pulsen Abkühlphasen liegen. Wenn die akustischen Wellen nicht im Pulsbetrieb, sondern kontinuierlich abgestrahlt werden, was im Falle dieses Gerätes ebenfalls möglich ist, soll zur Vermeidung übermäßiger Erwärmungen durch Modulieren der abgestrahlten akustischen Wellen verhindert werden, daß sich Energie an bestimmten Brennpunkten konzentriert.

Außerdem ist aus der EP 0 324 948 A2 ein Therapiegerät zur Zertrümmerung von Konkrementen mit akustischen Wellen bekannt, bei dem die akustischen Wellen pulsartig abgestrahlt werden, und zwar mit einer Folgefrequenz der Pulse die so eingestellt werden kann, daß sie mit einer Resonanzfrequenz des jeweiligen Konkrementes übereinstimmt. Eine Durchstimmung der Schwingungsfrequenz der akustischen Wellen erfolgt nicht. Allerdings wird die Folgefrequenz der Pulse durch kontinuierliches Sweepen so durchgesteuert, daß Konkremeente verschiedener Größe in Resonanz geraten.

Weiter ist es aus der US 4 390 026 im Zusammenhang mit einer Ultraschall-Dosismeßeinrichtung bekannt, zur Erzeugung eines diffusen Ultraschall-Feldes Ultraschall-Wellen abzustrahlen, die eine Bandbreite ausfüllen.

Gemäß einer Variante der Erfindung ist vorgesehen, daß sich die Frequenz in aufeinanderfolgenden Signalabschnitten jeweils entweder gleitend von der unteren Grenzfrequenz auf die obere Grenzfrequenz oder umgekehrt ändern kann. Das heißt, die Frequenz der akustischen Wellen ändert sich zwischen aufeinanderfolgenden Signalabschnitten sprunghaft. Um zu vermeiden, daß bei dieser sprunghaften Frequenzänderung unerwünschte Verzerrungsprodukte abgestrahlt werden,

kann vorgesehen sein, daß sich die Frequenz in aufeinanderfolgenden Signalabschnitten abwechselnd von der unteren Grenzfrequenz auf die obere Grenzfrequenz und von der oberen Grenzfrequenz auf die untere Grenzfrequenz ändert.

Der technische Aufwand zur Realisierung der Frequenzänderung ist dann besonders gering, wenn sich diese gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung linear ändert.

Im Interesse einer möglichst kurzen Behandlungsdauer folgen die Signalabschnitte vorzugsweise unmittelbar aufeinander.

Um unter allen Umständen die Entstehung von stehenden Wellen ausschließen zu können, ist es zweckmäßig, wenn sich die Frequenz innerhalb der einzelnen Signalabschnitte über der Zeit mit einer Rate ändert, die wenigstens gleich dem Quotienten der Bandbreite und des 100fachen Kehrwertes der Mittenfrequenz ist. Besonders zweckmäßig ist es, wenn die Mittenfrequenz und die Bandbreite der akustischen Wellen mit der Mittenfrequenz und der Bandbreite des Amplitudenfrequenzganges der Quelle wenigstens im wesentlichen identisch sind. Auf diese Weise wird eine optimale Ausnutzung der Bandbreite der Quelle ermöglicht. Bereits eine geringe relative Bandbreite, z. B. 5%, reicht zwar aus, jedoch sind möglichst große Bandbreiten im Interesse einer möglichst weitgehenden Vermeidung von stehenden Wellen günstig. Wenn die Quelle einen piezoelektrischen Wandler zur Erzeugung der akustischen Wellen enthält, sind relative Bandbreiten von mehr als 50% realisierbar.

Falls im zu behandelnden Bereich derart hohe Intensitäten der akustischen Wellen benötigt werden, daß Schädigungen gesunden Gewebes zu erwarten sind, wenn dieses von den Schallwellen durchlaufen wird, ist es zweckmäßig vorzusehen, daß die Quelle fokussierte akustische Wellen erzeugt, da dann nur im zu behandelnden Bereich Intensitäten auftreten, die zu Schädigungen führen können.

Da zur Vermeidung von Hautverbrennungen Unterbrechungen des Behandlungsvorganges nicht erforderlich sind, ist es an sich im Interesse einer kurzen Behandlungsdauer zweckmäßig, wenn die Quelle die akustischen Wellen über einen Zeitraum kontinuierlich erzeugt. Es ist jedoch zu beachten, daß die Behandlung ein und derselben Zone über eine Dauer von wesentlich mehr als 10 Sekunden hinaus nicht zweckmäßig ist, da dann ein merklicher Energieabtransport durch Blutperfusion eintritt. Es sollte daher nach jeweils etwa 10 Sekunden eine andere Zone des zu behandelnden Bereichs behandelt werden.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der beige-fügten Zeichnungen erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 in grob schematischer Darstellung ein erfindungsgemäßes Therapiegerät,

Fig. 2 und 3 für zwei unterschiedliche Betriebsarten den Verlauf der Frequenz der von dem Gerät gemäß Fig. 1 abgestrahlten akustischen Wellen über der Zeit,

Fig. 4 eine Variante eines Details des Gerätes gemäß Fig. 1, und

Fig. 5 für eine der Betriebsarten des Gerätes gemäß Fig. 4 den Verlauf der Frequenz der akustischen Wellen über der Zeit.

In Fig. 1 ist ein erfindungsgemäßes Therapiegerät dargestellt, dessen Quelle akustischer Wellen insgesamt mit 1 bezeichnet ist. Die grob schematisch veranschaulichte Quelle 1 weist ein Gehäuse 2 auf, das an seinem einen Ende mit einem piezoelektrischen Ultraschall-

wandler 3 versehen ist, der auf einem Backing 4 (Tragkörper) angebracht ist. Das mit Wasser als Ausbreitungsmedium für die von dem piezoelektrischen Wandler 3 ausgehenden akustischen Wellen gefüllte Gehäuse 2 ist an seinem anderen Ende durch eine flexible Koppelmembran 5 verschlossen. Diese dient dazu, die Quelle 1 zur akustischen Ankopplung an die Körperoberfläche eines schematisch angedeuteten Patienten P anzu-pressen. Die Fokussierung der von der Quelle 1 erzeugten akustischen Wellen erfolgt durch eine sphärische Formgebung des auf dem Backing 4 angebrachten piezoelektrischen Wandlers 3. Durch deren Wirkung werden die akustischen Wellen in der in Fig. 1 strichliert angedeuteten Weise auf eine Fokuszzone F fokussiert.

Zur Durchführung einer Behandlung wird die Quelle 1 mit Hilfe einer Ortungseinrichtung, die beispielsweise auf Röntgen- und/oder Ultraschall-Basis arbeiten kann, so ausgerichtet, daß der jeweils zu behandelnde Bereich, im Falle der Fig. 1 eine Gewebewucherung W, in der Fokuszzone F zu Liegen kommt.

Als Stromversorgung für den piezoelektrischen Wandler 3 ist ein Sinusgenerator 11 vorgesehen, der über einen Leistungsverstärker 8 mit dem piezoelektrischen Wandler 3 verbunden ist. Der Sinusgenerator 11 ist frequenzmodulierbar und weist demnach einen Eingang für ein Modulationssignal auf, der mit einem dieses Signal erzeugenden Modulator 12 verbunden ist.

Der Modulator 12 weist zwei Ausgänge auf. An dem einen Ausgang steht ein Sägezahn- und an dem anderen Ausgang ein Dreieckssignal zur Verfügung, wobei die Frequenz des Sägezahnsignals doppelt so groß wie die des Dreieckssignals ist. In Abhängigkeit von der Stellung eines Schalters 13 ist dem Sinusgenerator 11 als Modulationssignal entweder das Sägezahn- oder das Dreieckssignal zugeführt. Die Frequenz des mittels des Sinusgenerators 11 erzeugten Sinussignals ändert sich linear in Abhängigkeit von der Amplitude des Modulationssignals. Demnach ergibt sich für die in Fig. 1 dargestellte Stellung des Schalters 13 ein Verlauf der Frequenz  $f_e$  des Sinussignals, wie er in Fig. 2 dargestellt ist. Für die in Fig. 1 nicht dargestellte Stellung des Schalters 13 ergibt sich der in Fig. 3 dargestellte Verlauf der Frequenz  $f_e$  des Sinussignals über der Zeit  $t$ .

Der piezoelektrische Wandler 3 der Quelle 1 weist im übrigen einen bandpaßartigen Amplitudenfrequenzgang mit einer Mittenfrequenz  $f_m$  und mit einer durch eine obere und eine untere Grenzfrequenz  $f_o$  bzw.  $f_u$  begrenzten Bandbreite auf ( $2 f_m = f_o + f_u$ ). Die obere und die untere Amplitude des dem Sinusgenerator 11 zugeführten Modulationssignals sind derart gewählt, daß sich die obere und die untere Grenzfrequenz  $f_o$  bzw.  $f_u$  des Sinussignals innerhalb der Bandbreite des Amplitudenfrequenzganges des piezoelektrischen Wandlers 3 befindet. Vorzugsweise sind die obere und die untere Amplitude des Modulationssignals so gewählt, daß die obere und die untere Grenzfrequenz  $f_o$  und  $f_u$  des Sinussignals mit der oberen und der unteren Grenzfrequenz der Bandbreite des piezoelektrischen Wandlers 3 übereinstimmen.

Die relative Bandbreite des Wandlers 3 und damit auch die der akustischen Wellen beträgt übrigens vorzugsweise wenigstens 5% der Mittenfrequenz, die einer der Resonanzfrequenzen, vorzugsweise der Grundresonanz, des mit dem Backing 4 verbundenen und an das Ausbreitungsmedium angrenzenden Wandlers 3 entspricht.

Zur Behandlung von Gewebeveränderungen sollte die Mittenfrequenz bei ca. 1 bis 3 MHz liegen. Obwohl

auch geringere Werte ausreichen, sollten als Wert für die relative Bandbreite 40 bis 50% der Mittenfrequenz angestrebt werden.

Der Verlauf der Frequenz  $f_a$  der von dem piezoelektrischen Wandler 3 abgestrahlten akustischen Wellen über der Zeit  $t$  entspricht jedenfalls dem in der Fig. 2 bzw. der Fig. 3 dargestellten Verlauf, d. h., sie füllen die Bandbreite zwischen der oberen Grenzfrequenz  $f_o$  und der unteren Grenzfrequenz  $f_u$  aus. Damit sind die sich in dem Gewebe des Patienten P ausbreitenden Schallwellen nicht kohärent, mit der Folge, daß dem Entstehen von stehenden Wellen entgegengewirkt ist.

Die einzelnen Signalabschnitte, in die der zeitliche Verlauf der akustischen Wellen unterteilt ist, weisen eine Zeitdauer  $T$  auf, die in der Größenordnung des 25fachen Kehrwertes der Mittenfrequenz der Bandbreite der akustischen Wellen liegt. Der Wert für  $T$  sollte höchstens in der Größenordnung des 100fachen Kehrwertes der Mittenfrequenz  $f_m$  liegen.

Innerhalb der einzelnen Signalabschnitte sollte sich die Frequenz der akustischen Wellen über der Zeit mit einer Rate ändern, die wenigstens gleich dem Quotienten aus der Bandbreite, d. h. der Differenz zwischen oberer und unterer Grenzfrequenz  $f_o - f_u$ , und der Dauer  $T$  der Signalabschnitte ist. Dies ist der Fall, da diese Rate im Falle des Therapiegerätes gemäß Fig. 1 in der aus Fig. 2 und 3 ersichtlichen Weise gleich dem genannten Quotienten ist.

Durch beide vorgenannte Maßnahmen ist sichergestellt, daß stehende Wellen auch unter ungünstigen Umständen praktisch nicht entstehen können. Es besteht daher auch keine Notwendigkeit, während der Behandlung des Patienten P zur Vermeidung von Hautverletzungen Behandlungspausen einzulegen, in denen die Abstrahlung der zur Behandlung dienenden akustischen Wellen unterbleibt. Vielmehr schließen sich aufeinanderfolgende Signalabschnitte unmittelbar aneinander an.

Eine Variante der in Fig. 1 dargestellten Therapieeinrichtung ist in Fig. 4 dargestellt. Diese unterscheidet sich von der gemäß Fig. 1 dadurch, daß zwischen den Schalter 13 und den Sinusgenerator 11 ein Analog-Addierer 14 geschaltet ist, der dazu dient, dem mittels des Modulators 12 erzeugten Sägezahn- bzw. Dreieckssignal ein Sägezahn- bzw. Dreieckssignal und höherer Frequenz und vorzugsweise geringerer Amplitude zu überlagern. Zur Erzeugung dieses Signals ist ein Signalgenerator 15 vorgesehen, der zwei Ausgänge aufweist, von denen einer das Sägezahn- und der andere das Dreieckssignal liefert. Über einen Schalter 16 kann wahlweise das eine oder das andere Signal dem Addierer 14 zugeführt werden. Somit kann sowohl dem von dem Modulator 12 gelieferten Sägezahnsignal als auch dem von dem Modulator 12 gelieferten Dreieckssignal wahlweise ein Sägezahn- oder ein Dreieckssignal überlagert werden.

Für die in Fig. 4 gezeigten Stellungen der Schalter 13 und 16 ergibt sich für das Ausgangssignal des Addierers 14 der in Fig. 5 gezeigte Verlauf der Frequenz  $f_a$  des Sinussignals über der Zeit  $t$ . Den gleichen Verlauf der Frequenz  $f_a$  über der Zeit  $t$  weisen auch die von dem piezoelektrischen Wandler 3 abgestrahlten akustischen Wellen auf. Es wird somit deutlich, daß sich durch die beschriebene Signalüberlagerung die Rate, mit der sich die Frequenz der akustischen Wellen über der Zeit ändert, nochmals steigern läßt. Es versteht sich, daß die Frequenz und die Amplitude der von dem Signalgenerator 15 erzeugten Signale vorzugsweise derart gewählt sind, daß sich eine Vergrößerung der genannten Pate

ergibt.

Im Falle der Fig. 4 sind die Signale des Modulators 12 und des Signalgenerators 15 miteinander synchronisiert, was auch aus Fig. 5 ersichtlich ist. Für den Modulator 12 und den Signalgenerator 15 ist ein gemeinsamer Taktgenerator 17 vorgesehen, der mit einem Takteingang des Modulators 12 bzw. des Signalgenerators 15 verbunden ist. Dabei ist zwischen dem Taktgenerator 17 und dem Modulator 12 ein Teiler 18 geschaltet, durch dessen Teilverhältnis das Verhältnis festgelegt ist, in dem die Frequenzen der Ausgangssignale des Modulators 12 und des Signalgenerators 15 zueinander stehen.

Obwohl die beschriebenen Ausführungsbeispiele ausschließlich Therapievorrichtungen betreffen, die einen piezoelektrischen Wandler enthalten, der übrigens sowohl aus einer Vielzahl von mosaikartig angeordneten Wandlerelementen als auch aus einem einzigen Wandlerelement bestehen kann, können statt des piezoelektrischen Wandlers auch andere, beispielsweise magnetostruktive Wandler vorgesehen sein. Allerdings sind piezoelektrische Wandler für die erfindungsgemäße Therapieeinrichtung besonders geeignet, da sich bei diesen durch gute Bedämpfung mit einem Backing und/oder eine gute Ankopplung an das akustische Ausbreitungsmedium leicht große relative Bandbreiten realisieren lassen. Im Falle der beschriebenen Ausführungsbeispiele werden als akustische Wellen fokussierte Ultraschallwellen abgestrahlt. Die akustischen Wellen müssen jedoch nicht notwendigerweise fokussiert sein. Außerdem muß es sich bei den akustischen Wellen nicht notwendigerweise um Ultraschallwellen handeln.

Die Fokussierung der akustischen Wellen muß im übrigen nicht durch die sphärische Formgebung des piezoelektrischen Wandlers, sondern kann bei Verwendung eines ebenen piezoelektrischen Wandlers auch mit Hilfe einer akustischen Sammellinse erfolgen.

Die im Zusammenhang mit den Ausführungsbeispielen beschriebenen Signalformen sind nur beispielhaft zu verstehen; wesentlich ist, daß die akustischen Wellen eine Bandbreite ausfüllen und somit in der zur Vermeidung von stehenden Wellen erforderlichen Weise inkohärent sind.

Die Quellen im Falle der beschriebenen Ausführungsbeispiele weisen jeweils ein Backing auf. Dieses kann auch entfallen. Es besteht auch die Möglichkeit, anstelle eines Backings oder zusätzlich zu diesem eine sogenannte  $\lambda/4$ -Ankoppelschicht zur Ankopplung der Quelle bzw. des piezoelektrischen Ultraschallwandlers an das akustische Ausbreitungsmedium vorzusehen.

#### Patentansprüche

1. Therapiegerät zur Behandlung mit akustischen Wellen mit einer Quelle (1) zur Erzeugung der akustischen Wellen, welche die akustischen Wellen, die eine durch eine obere und eine untere Grenzfrequenz ( $f_o$  bzw.  $f_u$ ) begrenzte Bandbreite ausfüllen, in Form eines deterministischen akustischen Signals mit sich über der Zeit innerhalb der Bandbreite gleitend ändernder Frequenz, welche sich in aufeinanderfolgenden Signalabschnitten der akustischen Wellen jeweils über die gesamte Bandbreite ändert, erzeugt, wobei die relative Bandbreite der akustischen Wellen wenigstens gleich 5% der Mittenfrequenz ( $f_m$ ) der akustischen Wellen beträgt und die Dauer der Signalabschnitte jeweils höchstens dem 100fachen Kehrwert der Mittenfrequenz ( $f_m$ ) entspricht.

2. Therapiegerät nach Anspruch 1, bei dem sich die Frequenz in aufeinanderfolgenden Signalabschnitten gleitend jeweils entweder von der unteren Grenzfrequenz ( $f_u$ ) der Bandbreite auf die obere Grenzfrequenz ( $f_o$ ) oder umgekehrt ändert. 5
3. Therapiegerät nach Anspruch 1, bei dem sich die Frequenz in aufeinanderfolgenden Signalabschnitten gleitend abwechselnd von der unteren Grenzfrequenz ( $f_u$ ) auf die obere Grenzfrequenz ( $f_o$ ) und von der oberen Grenzfrequenz ( $f_o$ ) auf die untere Grenzfrequenz ( $f_u$ ) ändert. 10
4. Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem sich die Frequenz über der Zeit linear ändert.
5. Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, 15 bei dem die Signalabschnitte unmittelbar aufeinander folgen.
6. Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem sich die Frequenz innerhalb der einzelnen Signalabschnitte über der Zeit mit einer Pate ändert, die wenigstens gleich dem Quotienten der Bandbreite und des 100fachen Kehrwertes der Mittenfrequenz ( $f_m$ ) der Bandbreite ist. 20
7. Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem die Mittenfrequenz ( $f_m$ ) und die Bandbreite 25 der akustischen Wellen mit der Mittenfrequenz und der Bandbreite des Amplitudenfrequenzganges der Quelle (1) wenigstens im wesentlichen identisch sind.
8. Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 7, 30 dessen Quelle (1) fokussierte akustische Wellen erzeugt.
9. Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dessen Quelle (1) die akustischen Wellen über einen Zeitraum kontinuierlich erzeugt. 35

---

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

---

40

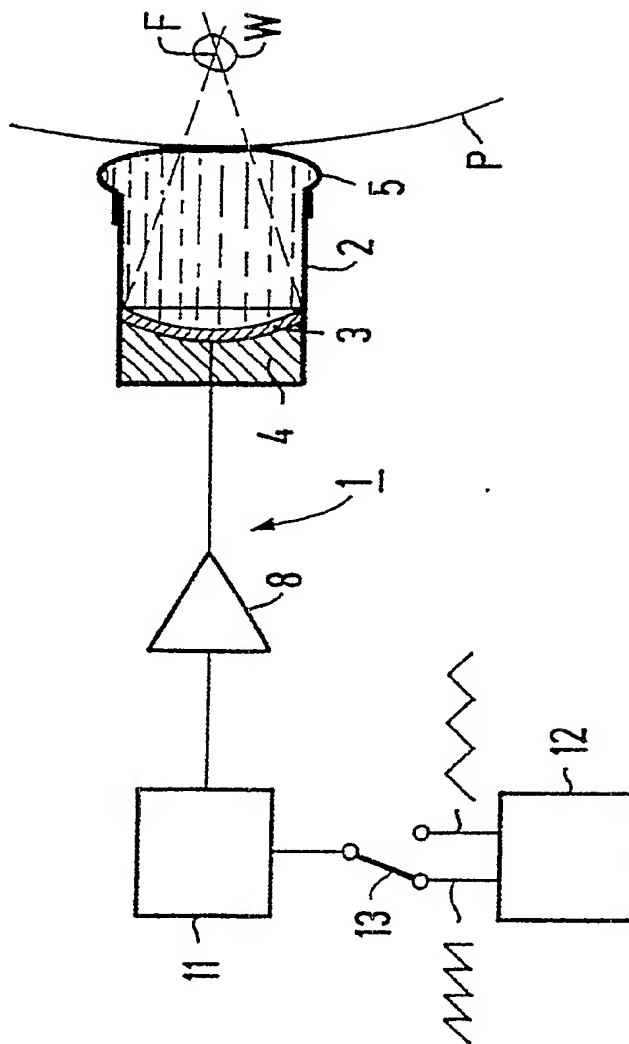
45

50

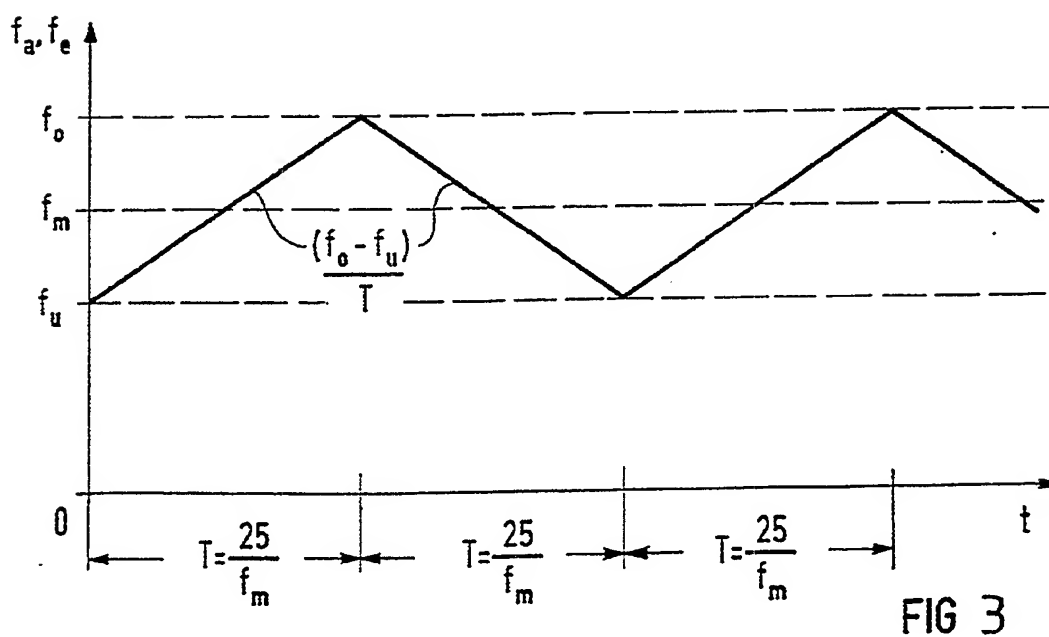
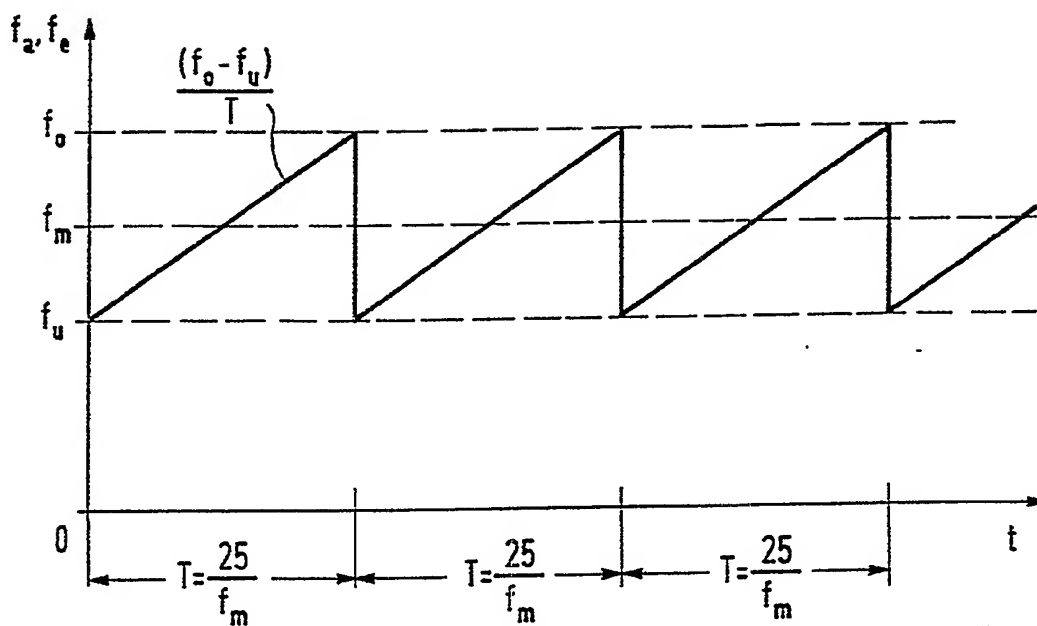
55

60

65



151



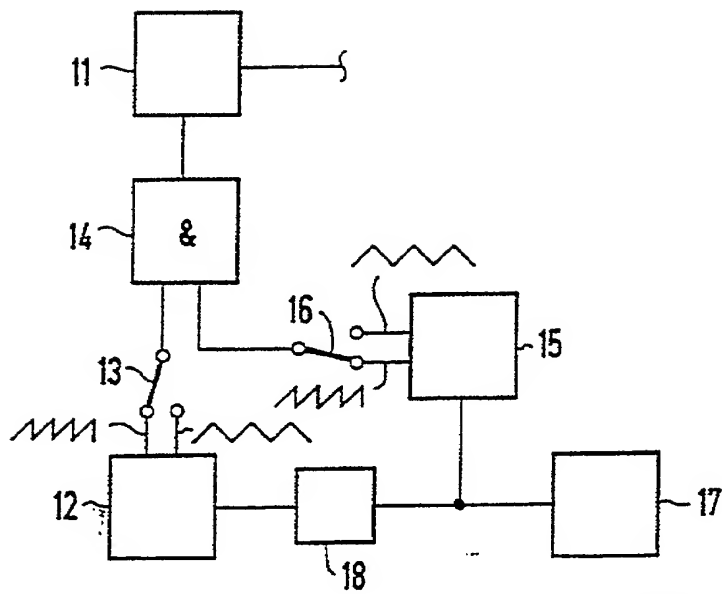


FIG 4

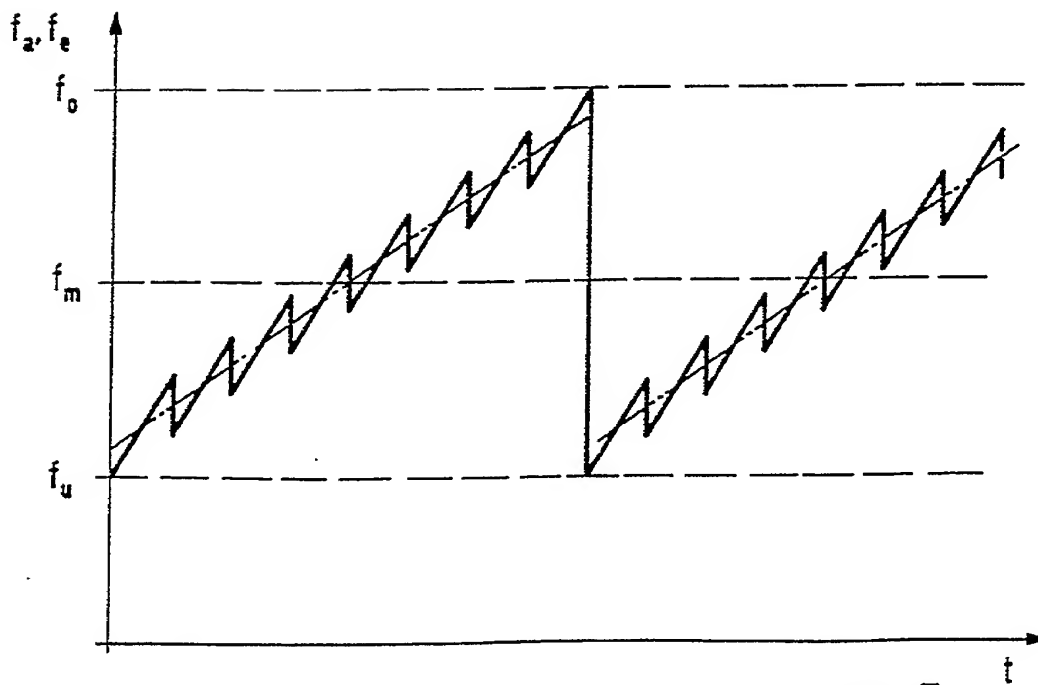


FIG 5